



ПЕРСПЕКТИВЫ ПРИМЕНЕНИЯ СЕЛЕНИДА ЦИНКА ДЛЯ ЦИФРОВОЙ РАДИОГРАФИИ

Е.Ф. ВОРОНКИН¹, С.Р. МИХАЙЛОВ²

¹Ин-т сцинтилляц. материалов, НТК «Институт монокристаллов» НАН Украины. 61001, Харьков, пр-т Ленина, 60.

E-mail: voronkin@isma.kharkov.ua

²НТУУ «Киевский политехнический институт». 03056, пр-т Победы, 37. E-mail: fel@kpi.ua

Показана возможность применения сцинтилляционных многоэлементных сборок на основе селенида цинка, легированного алюминием ZnSe:Al, для цифровой радиографии. Предложена технология изготовления сцинтилляционных многоэлементных сборок и методика измерения взаимовлияния пикселей в сборках. Приведены результаты испытаний изготовленных многоэлементных сборок на основе ZnSe:Al в составе компьютерного томографа. Библиогр. 6, табл. 1, рис. 3.

Ключевые слова: цифровая радиография, флэш-радиография, неразрушающий контроль, сцинтиллятор, сцинтилляционная многоэлементная сборка

В настоящее время цифровая радиография (ЦР) (флэш-радиография) является одним из наиболее распространенных и перспективных методов радиационного неразрушающего контроля (НК) [1]. При цифровой радиографии ионизирующее излучение, прошедшее через контролируемый объект, с помощью электронных средств преобразуется в массив электрических сигналов, которые оцифровываются, обрабатываются с помощью компьютерной техники и используются для формирования цифрового изображения контролируемого объекта. Цифровое изображение объекта содержит информацию о его внутренней структуре и может формироваться непосредственно во время просвечивания, т. е. в реальном времени [2].

По сравнению с традиционной пленочной радиографией ЦР, наряду с возможностью получения изображения в реальном времени имеет также следующие преимущества:

- более эффективная регистрация ионизирующего излучения в широком энергетическом диапазоне (30 кэВ...10 МэВ);
- возможность компьютерной обработки и анализа цифровых изображений;
- возможность создания электронных архивов цифровых изображений, документирования изображений и их передачи на значительные расстояния с использованием компьютерных сетей;
- значительное повышение производительности контроля за счет исключения технологических операций обработки промежуточных носителей информации (пленок, пластин и т. п.);
- снижение стоимости контроля;
- снижение лучевой нагрузки на контролируемый объект.

Перечисленные преимущества ЦР предопределили ее применение в таких областях, как техническая диагностика и НК, инспекционные си-

стемы, компьютерная томография, медицинская рентгенодиагностика.

В настоящее время в ЦР наиболее распространены детектирующие системы непрямого преобразования. В таких системах теневое радиационное изображение с помощью сцинтилляторов (сцинтилляционных экранов) преобразуется в начале в световое, которое затем преобразуется в электрический сигнал. Далее электрический сигнал оцифровывается и используется для формирования выходного изображения внутренней структуры объекта. К таким детектирующим системам относятся системы на основе рентгеновских электронно-оптических преобразователей (РЭОП), системы типа «сцинтиллятор–оптика–ПЗС», а также системы на основе плоскопанельных матричных и линейных детекторов «сцинтиллятор–полупроводник» [2].

В таких детектирующих системах одним из основных звеньев в процессе преобразования теневого радиационного изображения в электрический сигнал является сцинтиллятор (сцинтилляционный экран), параметры которого в значительной степени определяют качество изображений, получаемых с помощью цифровой радиографической системы. Исходя из этого можно заключить, что визуализация внутренней структуры объектов с помощью сцинтилляционных детекторов является важной задачей.

Целью работы является проведение сравнительного анализа традиционных и новых типов композитных сцинтилляционных экранов, исследование возможности применения сцинтилляционных матриц на основе селенида цинка, легированного алюминием ZnSe:Al, для ЦР, а также разработка технологии изготовления многоэлементных линейных (1D) и матричных (2D) сборок для визуализации излучений в системах радиационного НК и компьютерной томографии.



Сравнительная характеристика цифровых радиографических систем. В системах на основе РЭОП последний является преобразователем рентгеновского излучения в видимое и одновременно выполняет функции усилителя яркости изображений. Диаметр рабочего поля различных типов РЭОП составляет от 120 до 400 мм, а диаметр выходного экрана 20, 25, 30 или 35 мм. Входные сцинтилляционные экраны у современных РЭОП изготавливают в основном из иодида цезия CsI. Изображение, сформированное на выходном экране РЭОП, с помощью оптической системы переносят на вход фотоприемника телевизионной камеры. В качестве фотоприемника в современных телевизионных камерах применяются матрицы на основе приборов с зарядовой связью (ПЗС-матрицы), а также КМОП-сенсоры. Такие системы применяются для контроля объектов в динамике с относительной чувствительностью 2...3 % и разрешающей способностью 3...5 пар лин./мм.

Недостатками систем на основе РЭОП являются высокая стоимость, большие габариты и масса, относительно небольшой размер рабочего поля, чувствительность к вибрациям и ударам.

Системы «сцинтиллятор–оптика–ПЗС» имеют ряд преимуществ перед системами на основе РЭОП: возможность смены сцинтилляционного экрана, что позволяет изменять размер рабочего поля и другие параметры системы; малое время получения изображения; простота конструкции; малые габариты и масса; низкая стоимость и др. Сцинтилляционный экран в таких системах преобразует теневого радиационного изображения контролируемого объекта в видимое. Перенос видимого изображения с экрана на фотоприемник телевизионной камеры происходит с помощью зеркально-линзовой оптической системы. Для защиты от прямого ионизирующего излучения, которое может приводить к деградации фотоприемника, телевизионная камера заключена в защитный свинцовый экран.

Параметры цифровых систем «сцинтиллятор–оптика–ПЗС» определяются параметрами каждого звена системы: сцинтилляционного экрана, оптической системы и фотоприемника.

Если система предназначена для промышленного НК, то в качестве сцинтилляционного экрана применяют монокристаллические экраны CsI:Tl или порошковые экраны Gd₂O₂S(Tb), а в оптических системах применяют мегапиксельные светосильные объективы.

Из-за низкой яркости свечения сцинтилляционных экранов в телевизионных камерах таких систем необходимо применять высокочувствительные фотоприемники с высокой разрешающей способностью (мегапиксельные ПЗС-матрицы либо КМОП-сенсоры, параметры которых

практически сравнивались с параметрами ПЗС-матриц). Пригодны, например, ПЗС-матрицы с микролинзами фирмы Sony (технология EXview HAD CCD). Для повышения чувствительности и уменьшения шумов на изображении применяют режим длительного накопления изображений на фотоприемнике, а увеличение возможных длительностей накопления изображений достигается за счет охлаждения фотоприемника с помощью элементов Пельтье. С целью увеличения размера рабочего поля и разрешающей способности таких систем для считывания изображения с сцинтилляционного экрана иногда применяют несколько ПЗС-матриц (от 4 до 88) [2].

Чувствительность контроля систем «сцинтиллятор–оптика–ПЗС» соответствует чувствительности пленочной радиографии, а разрешающая способность составляет до 10 пар лин./мм.

Наиболее перспективными являются цифровые системы на основе плоскочелюстных матричных и линейных детекторов «сцинтиллятор–полупроводник». В матричных плоскочелюстных детекторах чаще всего используются панели на основе аморфного кремния (a-Si) в комбинации с различными сцинтилляторами (например, Gd₂O₂S:Tb, CsI:Tl и др.). Максимальные размеры плоскочелюстных детекторов «сцинтиллятор–полупроводник» составляют 40×40 см, а разрешающая способность – до 10 пар лин./мм, что соответствует размеру пикселя 50 мкм.

Недостатками плоскочелюстных матричных детекторов является их высокая стоимость и ограниченная радиационная стойкость.

Все рассмотренные выше системы не пригодны для контроля крупногабаритных объектов. Контроль таких объектов (багажа, ручной клади, посылок, контейнеров, транспортных средств и т. п.) осуществляется с помощью линейных детекторов, работающих по принципу сканирования. Такие преобразователи обычно представляют собой линейку детекторов непрямого преобразования типа сцинтиллятор–фотодиод. В сканирующих системах изображение формируется в результате просвечивания узким веерным пучком излучения контролируемого объекта, который движется с постоянной скоростью относительно детектора. Размер и пространственная разрешающая способность сканирующей линейки определяются количеством и размером входящих в нее детекторов (каналов). Их может быть 320, 512, 640, 1024, 2048 и больше. Сканирующие системы на основе линейки детекторов имеют ряд преимуществ перед рассмотренными выше системами:

– линейки детекторов могут иметь длину в несколько метров, что позволяет сканировать объекты больших размеров;



– устраняется влияние неинформативного рассеянного излучения на качество цифрового изображения;

– возможность применения мультэнергетических детекторов, что позволяет различать материалы с разным атомным номером (органику и неорганику);

– широкий динамический диапазон (больше 7000);

– возможность изготовления линеек, повторяющих специфические формы объекта.

К недостаткам сканирующих систем можно отнести высокие требования к механическим устройствам сканирования по равномерности перемещения и вибрации, длительное время сканирования объекта.

Сравнительная характеристика сцинтилляторов. Интенсивность люминесценции экрана зависит от квантового выхода сцинтиллятора, толщины поглощающего слоя и прозрачности экрана к собственному излучению. Толщину слоя сцинтиллятора необходимо выбирать такой, чтобы обеспечивалось как эффективное поглощения квантов ионизирующего излучения, так и достаточный выход светового сигнала на фотоприемник. При выборе пары сцинтиллятор–фотоприемник для достижения высокой эффективности детектирования необходимо обеспечивать соответствие спектральной характеристики излучения сцинтиллятора спектральной характеристике чувствительности фотоприемника. Мерой такого взаимного соответствия является коэффициент спектрального соответствия K_c :

$$K_c = \int_0^{\infty} I(\lambda)S(\lambda)d\lambda / \int_0^{\infty} I(\lambda)d\lambda,$$

где $I(\lambda)$ и $S(\lambda)$ – нормированные спектральные характеристики излучения сцинтиллятора и чувствительности фотоприемника соответственно.

В таблице приведены параметры традиционных и новых типов сцинтилляторов, применяе-

мых в сцинтилляционных детекторах [3–5]. Эти параметры дают представление о светимости (световыход λ_{max}), поглотительной способности рентгеновских квантов (плотность и $Z_{эфф}$), условиях светособирания (показатель преломления и коэффициент ослабления собственного излучения), радиационной стойкости и кинетике сцинтилляционного сигнала (время высвечивания и уровень послесвечения через 3 мс после прекращения облучения).

Для НК, в котором применимы большие флюэнсы высокоэнергетических рентгеновских квантов, необходимо применять такие сцинтилляторы с большим атомным номером и высокой плотностью, как $CdWO_4$, $ZnWO_4$, $Lu_2SiO_5:Ce$, $Gd_2O_2S:Tb$ (см. таблицу). Для ряда люминофоров, которые не разлагаются при плавлении ($CdWO_4$, $ZnWO_4$, $Lu_2SiO_5:Ce$), возможно получение экранов в виде кристаллов. Оксисульфидные сцинтилляторы применяются в виде монодисперсного порошка, распределенного в полимерном связующем или в виде керамики. Для сцинтилляционных веществ, приведенных в таблице, характерны высокая радиационная стойкость и удовлетворительные кинетические параметры (за исключением $Gd_2O_2S:Tb$). Для сцинтилляторов $ZnSe:Al$, $Gd_2O_2S:Tb$, $Gd_2O_2S:Pr,Ce,F$ обеспечивается удовлетворительное спектральное соответствие с кремниевыми фотоприемниками.

В связи с необходимостью контроля объектов в режиме реального времени с высокой разрешающей способностью и развитием мультэнергетических методик контроля возникли новые требования к параметрам сцинтилляторов. Это ужесточение требований к кинетике люминесценции, симбатный характер изменения световыхода с температурой, радиационная стойкость сцинтилляторов не ниже 10^6 рад. При этом энергетическая зависимость световыхода сцинтилляторов существенно зависит от толщины образца, эффективного атомного номера ($Z_{эфф}$) и прозрачности к собственному излучению.

Параметры сцинтилляторов

Параметр	CsI:Tl	CdWO ₄	ZnWO ₄	Gd ₂ O ₂ S :Pr,Ce,F	Gd ₂ O ₂ S :Tb	Lu ₂ SiO ₅ :Ce (LSO:Ce)	ZnSe:Al
Абсолютный световыход, фот./МэВ при 662 кэВ ($\cdot 10^3$)	56	20	14	35	60	30	60
Плотность, г/см ³	4,51	8,28	7,87	7,3	7,3	7,41	5,42
$Z_{эфф}$	54	66	61	62	62	66,4	33
$T_{плавления}$, °C	894	1325	1200	Разлагается	Разлагается	2150	1520
Показатель преломления	1,79	2,3	2,2	2	2	1,82	2,5
λ_{max} , нм	550	495	490	520	550	420	610
Коэффициент ослабления собственного излучения, см ⁻¹	0,05	0,03	0,05	1	0,6	0,04	0,3
Радиационная стойкость, рад	10^6	10^6	10^5	10^7	10^7	10^8	10^7
Время высвечивания, мкс	6	5	3	4	600	0,04	2
Послесвечение, % через 3 мс	20	0,1	0,2	0,1	1	0,5	0,1

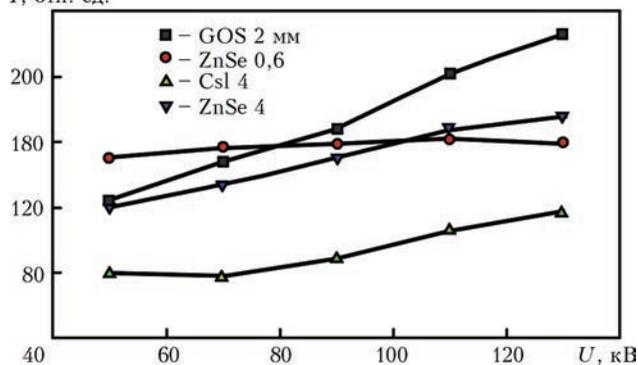
 I , отн. ед.

Рис. 1. Измеренные зависимости светового выхода керамического сцинтиллятора $Gd_2O_2S:Tb$ (GOS) и кристаллических $ZnSe:Al$, $CsI:Tl$ от анодного напряжения на рентгеновской трубке

На рис. 1 приведены измеренные зависимости световых выходов керамического сцинтиллятора $Gd_2O_2S:Tb$ (GOS) и кристаллических $ZnSe:Al$, $CsI:Tl$ от анодного напряжения рентгеновской трубки. При 50 кВ максимальный сигнал наблюдается у селенида цинка толщиной 0,6 мм. С увеличением анодного напряжения от 50 до 130 кВ световой выход этого образца практически не изменяется по причине поглощения в нем только низкоэнергетической части рентгеновского излучения. Световой выход образца селенида цинка толщиной 4 мм при увеличении анодного напряжения возрастает и превосходит световой выход тонкого образца при напряжении более 110 кВ.

Технология изготовления многоэлементных сцинтилляционных сборок. В качестве сцинтилляционного материала используем селенид цинка, легированный алюминием $ZnSe:Al$ [6]. Данный сцинтиллятор обеспечивает хорошее спектральное соответствие с фотодиодом, большой динамический диапазон (10^4), высокое быстродействие в области низких энергий рентгеновского излучения (30...50 кэВ) и высокую чувствительность детектора «сцинтиллятор–фотодиод».

Технология изготовления многоэлементных сцинтилляционных сборок заключается в порезке

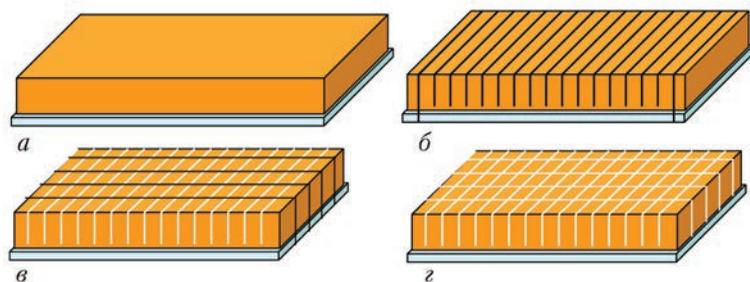


Рис. 2. Пошаговые эскизы технологии изготовления многоэлементных сцинтилляционных сборок: а – сцинтилляционная заготовка, наклеенная на подложку; б – сцинтилляционная заготовка, прорезанная на 16 каналов; в – сцинтилляционная заготовка, разрезанная на 1D-матрицы; г – 2D-матрица, изготовленная для цифровой радиографии

пластины сцинтилляционного материала нужного размера на необходимое количество элементов в двух взаимно перпендикулярных направлениях и помещение металлического отражателя между ними. В качестве отражателя применяют металлическое покрытие из серебра, индия или алюминия.

Пластину сцинтиллятора перед порезкой жестко укрепляют на подложке, которая выполняется из светоотражающей керамики или фторопласта. На рис. 2 приведены пошаговые эскизы технологии изготовления многоэлементных сборок. Технология изготовления экономична и проста, сборки получают из одной пластины, жестко укрепленной на подложке, полным ее прорезанием в двух взаимно перпендикулярных направлениях. Реализация технологии не требует никакой дополнительной оснастки. После порезки не требуется полировка сторон каждого элемента, что также исключает брак при изготовлении (сколы и растрескивание). При этом обеспечиваются одинаковые геометрические размеры каждого элемента, а также равная толщина отражателя между элементами. Предлагаемая технология позволяет получать многоэлементные линейки (1D) и матрицы (2D) с минимальными размерами единичного элемента 1×1 мм. Исходя из этого, сцинтилляционные многоэлементные сборки, изготовленные по данной технологии, имеют более высокую пространственную разрешающую способность.

Рассмотрим более подробно предложенную технологию на примере изготовления матрицы из $ZnSe:Al$, состоящей из 3136 пикселей. Размер единичного пикселя равен $1 \times 1 \times 0,6$ мм, ширина светоотражающего канала 0,3 мм. Подготовленную пластину-заготовку $ZnSe:Al$ произвольного размера толщиной 0,6 мм приклеивали на керамическую светоотражающую подложку. Заготовку закрепляли на станке с алмазной пилой с внешней режущей кромкой. Прорезали первый базовый рез таким образом, чтобы пила разрежала заготовку и светоотражающую подложку. Далее прорезаем 55 резов с шагом 1,3 мм. Прорезаем пластину-заготовку на глубину 0,6 мм до светоотражающей керамической подложки. Делаем последний рез, как и базовый, с шагом 1,3 мм. Разрезанную заготовку поворачиваем на 90° и прорезаем 56 каналов аналогично сказанному выше. Разрезанную в двух взаимно перпендикулярных направлениях заготовку снимают со станка и промывают в ультразвуковой ванне для того, чтобы удалить с боковой поверхности кристалла образовавшуюся в процессе резки стружку. Далее на боковые поверхности каналов наносят светоотражающий металлический слой. Затем заполняют каналы ма-

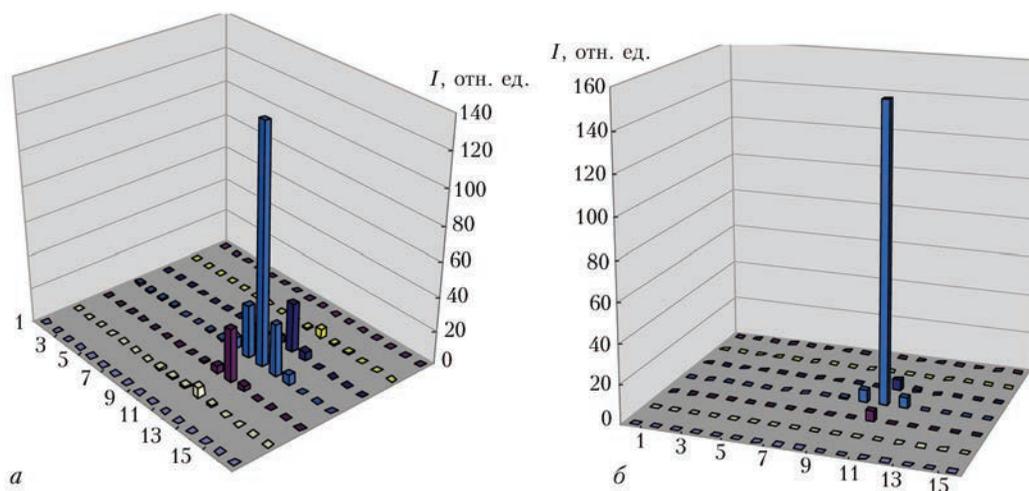


Рис. 3. Трехмерная гистограмма взаимовлияния пикселей в сцинтилляционной матрице из ZnSe(Al) с порошковым светоотражателем (а) и металлическим (б)

трицы клеем для придания ей жесткости. После полимеризации клея сцинтилляционная матрица готова.

На рис. 3 приведены измеренные трехмерные гистограммы взаимовлияния между каналами в сцинтилляционных матрицах из ZnSe(Al) с использованием разных светоотражающих покрытий. При осаждении металлического слоя на боковые поверхности каждого пикселя сцинтилляционной матрицы взаимное влияние между пикселями уменьшается вдвое. Это приводит к увеличению световых выходов, чувствительности и пространственной разрешающей способности матриц.

Выводы

Предлагаемая технология позволяет изготавливать многоэлементные линейные (1D) и матричные (2D) сцинтилляционные сборки с высокой пространственной разрешающей способностью. Технология реализуется без применения сложной специальной оснастки, является простой, экономичной и легко воспроизводимой для серийного производства.

Испытания изготовленных 198-пиксельных сцинтилляционных матриц на основе кристал-

лов селенида цинка, легированных алюминием ZnSe:Al, в составе компьютерного томографа показали их эффективность и превосходство над другими сцинтилляторами в области малых энергий рентгеновского излучения.

Разработана методика измерения взаимовлияния пикселей многоэлементных сцинтилляционных матриц. Для существенного уменьшения взаимовлияния пикселей целесообразно применять металлические светоотражающие покрытия.

1. Троицкий В.А. Флэш-радиография // Территория NDT. – 2013. – № 4. – С. 44–50.
2. Современные системы радиационного неразрушающего контроля / В.А. Троицкий, С.Р. Михайлов, Р.О. Пастовенский и др. // Техн. диагностика и неразруш. контроль. – 2015. – № 1. – С. 23–35.
3. Гринев Б.В., Рыжиков В.Д., Семиноженко В.П. Сцинтилляционные детекторы и системы контроля радиации на их основе / Под. ред. В.Д. Рыжикова. – Киев: Наук. думка, 2007. – 447 с.
4. Ананьева Г.В., Горохова Е.И., Демиденко В.А. Оптические свойства керамики на основе Gd_2O_3 // Оптический журнал. – 2005. – № 72 (1). – С. 68–72.
5. Nikl M. Meas. Sci. Technol. – 2006. – 17. – P. 37.
6. Пат. № 92286 Украина от 29.10.2009. Полупроводниковый сцинтилляционный материал на основе легированного ZnSe и способы его получения / Е.Ф. Воронкин, С.Н. Галкин, В.Д. Рыжиков и др.

Possibility of applying scintillation multielement assemblies based on aluminium-alloyed zinc selenide ZnSe:Al for digital radiography is shown. Technology of manufacturing scintillation multi-element assemblies and procedure of measurement of pixel interference in the assemblies are proposed. Results of testing the manufactured multielement assemblies based on ZnSe:Al in a computerized tomographic scanner are given.

Keywords: digital radiography, flash-radiography, nondestructive testing, scintillator, scintillation multielement assembly

Поступила в редакцию
20.11.2015